

Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích
Zdravotně sociální fakulta

**Vliv nového stínění pozitronových radiofarmak na snížení radiační
zátěže pracovníků ONM-PET centra.**

Bakalářská práce

Autor: Olga Maňasová

Vedoucí práce: doc. MUDr. Otakar Bělohávek, CSc.

3. května 2010

Abstract

Effect of New Positron Radiopharmaceutical Shielding Equipment on Radiation Load Reduction of PET Centre Personnel.

The bachelor thesis focuses on radiation protection of nuclear medicine personnel while using positron radiopharmaceuticals.

The thesis is aimed at evaluating efficient and equivalent doses of PET centre personnel at Na Homolce Hospital where new shielding equipment with an activity dosing device was installed in 2006. Positron radiopharmaceuticals are characterized by emission of 2 annihilation gamma photons of high energy (511 keV) that are created upon interaction of a positron with an electron. Due to the high energies, radiological personnel receives higher radiation loads than upon application of common, particularly technecium-based radiopharmaceuticals used in nuclear medicine.

The methodology consists in comparing efficient and equivalent doses before and after installation of the new shielding equipment. On base of results we can state that the doses to personnel were significantly reduced after installation of new shielding equipment. The doses were reduced by half during three years. New shielding is relevant from optimalization of radiation protection perspective.

Statistical processing and graphic illustrations form part of the bachelor thesis.

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma „Vliv nového stínění pozitronových radiofarmak na snížení radiační zátěže pracovníků ONM – PET centra“ vypracovala samostatně a použila jen zdrojů, které cituji a uvádím v přiložené bibliografii.

Prohlašuji, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb. v platném znění souhlasím se zveřejněním své bakalářské práce, a to v nezkrácené podobě elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejích internetových stránkách.

V Českých Budějovicích 3. května 2010

.....
Olga Maňasová

Poděkování:

Děkuji primáři Oddělení nukleární medicíny – PET centra Nemocnice Na Homolce v Praze doc. MUDr. Otakaru Bělohlávkovi, CSc. za odborné vedení mé diplomové práce a za poskytnutí podkladů pro statistické zpracování.

OBSAH

SOUČASNÝ STAV A ÚVOD DO PROBLEMATIKY

1	Pozitronová emisní tomografie.....	6
1.1	<i>Princip PET.....</i>	6
1.2	<i>Uplatnění PET v praxi.....</i>	6
1.3	<i>Historie PET.....</i>	6
2	Radiofarmaka.....	7
2.1	<i>Radiofarmaka značená pozitronovými zářiči.....</i>	7
2.1.1	<i>Radiofarmaka založená na značení fluorem ¹⁸F.....</i>	8
2.2	<i>Výroba radiofarmak.....</i>	9
2.2.1	<i>Generátorová radiofarmaka.....</i>	9
2.2.2	<i>Pozitronová radiofarmaka vyráběná v cyklotronu.....</i>	9
2.3	<i>Kvalita a čistota radiofarmak.....</i>	9
3	Detekce ionizujícího záření.....	10
3.1	<i>Princip detekce v pozitronové emisní tomografii.....</i>	11
3.1.1	<i>Elektronická kolimace.....</i>	11
3.1.2	<i>Typy koincidenčních událostí a vznik šumu v obraze.....</i>	11
4	Radiobiologické účinky IZ.....	12
4.1	<i>Stochastické a deterministické účinky záření.....</i>	13
5	Radiační ochrana.....	14
5.1	<i>Vývoj radiační ochrany.....</i>	14
5.2	<i>Regulace radiační ochrany.....</i>	15
5.3	<i>Principy radiační ochrany.....</i>	16
5.3.1	<i>Odůvodnění radiační činnosti.....</i>	17
5.3.2	<i>Optimalizace radiační ochrany.....</i>	18
5.3.3	<i>Limitování dávek.....</i>	19
5.3.4	<i>Dozimetrická služba.....</i>	21
5.4	<i>Veličiny a jednotky v radiační ochraně.....</i>	21
6	Radiační ochrana pracovníků v nukleární medicíně.....	22
6.1	<i>Specifika činnosti při dávkování radiofarmak na ONM PET centru..</i>	22
6.1.1	<i>Dávkování starším typem stíněného dávkovače.....</i>	23
6.1.2	<i>Dávkování a měření aktivity novým typem stíněného dávkovače.</i>	24

CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZA, METODIKA

1	Sběr dat.....	26
2	Zpracování dat.....	27
3	Výsledky.....	28
4	Diskuse.....	42
5	Závěr.....	48

SOUČASNÝ STAV A ÚVOD DO PROBLEMATIKY

1 Pozitronová emisní tomografie

Pozitronová emisní tomografie je moderní zobrazovací metoda v oboru nukleární medicíny, která se ve světě během uplynulých dvaceti let dynamicky rozvinula. V současné době význam metody nabývá na síle a v řadě indikací se stává nenahraditelnou modalitou. Pro svoji spolehlivost nyní zaujímá nezastupitelné místo především v onkologické diagnostice.

1.1 Princip PET

PET je založena na detekci fotonového záření, které vzniká po specifickém chování pozitronu v látce. Po radioaktivní přeměně radionuklidu opouští pozitron jádro a na své dráze (několik desetin až jednotek mm) interaguje s obalovým elektronem. Důsledkem této interakce je zánik (anihilace) obou těchto částic a vznik dvou fotonů gama. Oba fotony gama se stejnou hodnotou energie 511 keV se pohybují v opačných směrech téměř po přímce a jsou zaregistrovány detekčním systémem skeneru. Zpracováním této informace detekční systém zaznamená, na které přímce došlo k anihilaci a je schopen vytvořit obraz prostorového rozložení podaného radiofarmaka v objektu.

1.2 Uplatnění PET v praxi

Největší uplatnění má PET v diagnostice onkologických onemocnění, především pro diagnostiku maligních lézí, hodnocení rozsahu onemocnění nebo hodnocení reakce nádoru na léčbu. V menší míře má uplatnění v diagnostice zánětů, v kardiologii, neurologii a psychiatrii.

1.3 Historie PET

Konstrukce PET prošla velmi zajímavým a složitým vývojem, který probíhal neoddělitelně s vývojem počítačové techniky v oblasti zdokonalování rekonstrukčních algoritmů. První počítačový tomograf, který pracoval systémem pozitronové emisní tomografie byl vybaven detektory na bázi jodidu sodného obohaceného thaliem -

NaI(Tl). Proto dalším pokrokem bylo zavedení detektorů s bismuth-germanátovými (BGO) krystaly, které mají vysokou hustotu a tím dokonalejší scintilační vlastnosti. V roce 2001, byl instalován PET skener s detektory na bázi lutecium oxyorthosilikátových (LSO) krystalů. Na rozdíl od obou předchozích, tyto mají výrazně kratší dobu scintilace, což umožňuje zpracovávat větší fotonové toky. Dokonalejší zobrazování funkčních dějů a anatomických struktur pak přineslo spojení PET skenerů a CT kamer do jediného tzv. hybridního přístroje PET/CT.

V České republice proběhlo první vyšetření na PET skeneru 25. srpna 1999 na ONM PET centra v Nemocnici Na Homolce. Pracoviště bylo vybudováno ve spolupráci s Ústavem jaderného výzkumu Řež, a.s. a za technické podpory Mezinárodní agentury pro atomovou energii.

V současnosti ONM PET centrum disponuje dvěma hybridními PET/CT skenery. Celkem je v ČR v provozu šest hybridních PET/CT a jeden PET skener a to ve FN Plzeň, FN Hradec Králové, FN Olomouc a v Masarykově onkologickém ústavu v Brně. Proto se tato diagnostická metoda stává dostupnější pro více pacientů z celé republiky.

2 Radiofarmaka

Radiofarmaka jsou radioaktivní léčivé přípravky obsahující radionuklid. Radionuklidy jsou charakterizovány druhem záření, jeho energií a poločasem rozpadu. Neaktivní složku radiofarmaka tvoří jeho chemická forma: anorganické nebo organické látky, biologický materiál, např. krevní elementy, protilátky. Tato látka je nosičem aktivní složky – radionuklidu a odpovídá za chování resp. distribuci výsledného radiofarmaka v organismu.

Pro použití u člověka (in vivo) musí být radiofarmaka sterilní, apyrogenní, netoxická. Obvykle se připravují pro každého pacienta individuálně.

2.1 Radiofarmaka značená pozitronovými zářiči

Základem těchto radiofarmak jsou radionuklidy, při jejichž jaderné přeměně vznikají pozitrony. Pro PET diagnostiku se nejvíce osvědčily cyklotronem vyráběné radionuklidy ^{15}O , ^{13}N , ^{11}C , ^{18}F s krátkým poločasem rozpadu a vhodnými chemickými vlastnostmi.

2.1.1 Radiofarmaka založená na značení fluorem ^{18}F

FDG – 2- ^{18}F -fluoro-2-deoxy-D-glukóza

Je v současnosti nejpoužívanějším pozitronovým radiofarmakem. FDG je ideálním prostředkem k monitorování příjmu glukózy v organizmu, zejména pak buněk s vysokou metabolickou aktivitou, jako jsou i buňky rakovinné nebo zánětlivé elementy. Po intravenózní aplikaci FDG dochází u člověka k několika biochemickým procesům. Nemetabolizovaná FDG je odstraněna glomerulární filtrací v ledvinách s nekompletní reabsorpcí do moče. U normálně fungujících ledvin dochází k eliminaci asi 16 % aplikované FDG během 60 min, 50 % je pak odstraněno po 135 min.

Buněčný příjem FDG je zprostředkován tkáňově specifickými glukózovými transportéry (GLUT), které zahrnují skupinu transmembránových proteinů. Tyto proteiny mají vůči glukóze rozdílné kinetické parametry a tkáňovou distribuci. GLUT přenašeče transportují glukózu ve směru jejího koncentračního spádu pasivním transportem (tzn. bez nutnosti dodání energie). Intracelulární FDG je následně fosforylována hexokinázou na [^{18}F]FDG-6-fosfát, který už dále není metabolizován a hromadí se v buňce.

NaF - [^{18}F]fluorid sodný

NaF se dostává do popředí zájmu především v PET/CT diagnostice kostních lézí, protože se intenzivně váže v místech zvýšené kostní přestavby. To mohou být nádory, záněty, fraktury i degenerativní změny. V porovnání s běžnou scintigrafií kostí je po podání do organismu rychleji dosaženo vyššího kontrastu mezi kostí a krevním pozadím. Hybridní NaF - PET/CT vyšetření umožňuje mnohem přesnější diagnostiku oproti kostní scintigrafii včetně SPECT.

FLT - 3'-deoxy-3'-[^{18}F]fluorothymidin

Marker proliferace nádorů, zejména v kombinaci s FDG skenem vhodný ke zhodnocení účinnosti terapie u poměrně široké škály nádorů. V současné době je využití FLT k zobrazení mozkových tumorů, protože se neakumuluje ve zdravé mozkové tkáni, tzn. v mozku na rozdíl od FDG je schopen diagnostikovat tumor s vyšší spolehlivostí.

F-DOPA - 3,4-dihydroxy-6-[¹⁸F]fluoro- L-fenylalanin

Používaný ke studiu metabolismu dopaminu v normálním či nemocném mozku. Důležitý pro výzkumné neurologické aplikace – Parkinsonova choroba či jiné poruchy mozkové činnosti.

2.2 Výroba radiofarmak

2.2.1 Generátorová radiofarmaka.

Nejčastěji používaným radionuklidovým generátorem je molybden – techneciový. Při přeměně mateřského radionuklidu ⁹⁹Mo vzniká ^{99m}Tc, který se odloučí promytím generátoru fyziologickým roztokem, tzv. elucí. Poločas rozpadu ⁹⁹Mo je 67 hodin. Obvyklá použitelnost generátoru na pracovišti bývá přibližně 14 dní. Závisí však na výchozí aktivitě ⁹⁹Mo.

Dalším používaným generátorem je rubidium – kryptonový. Mateřský radionuklid ⁸¹Rb je přeměněn na plynný ⁸¹Kr. Ten se používá pro vyšetření plicní ventilace. Poločas rozpadu kryptonu - 13 sekund přispívá k nízké radiační zátěži jak pacienta tak personálu.

Pro PET jsou v zahraničí využívány také ⁸²Sr/⁸²Rb a ⁶⁸Ge/⁶⁸Ga generátory, v ČR jsou zatím nedostupné.

2.2.2 Pozitronová radiofarmaka vyráběná v cyklotronu.

V cyklotronu se urychlují nabitě částice (nejvhodnější jsou protony a neutrony) a bombardují terč z vhodného materiálu, ve kterém vyvolávají příslušné změny. Základem pro výrobu požadovaného radionuklidu je volba vhodné jaderné reakce, tedy druh ostřelujících částic a jejich energie a výběr materiálu terčíku a jeho chemické formy. Někdy je vhodné materiál terčíku obohatit izotopem, čímž se zvýší výtěžnost reakce. V cyklotronu se vyrábí např. ²⁰¹Tl, ⁶⁷Ga, ¹¹C, ¹⁵O, ¹³N, ¹⁸F.

2.3 Kvalita a čistota radiofarmak

Vlastnosti použitého radiofarmaka primárně ovlivňují scintigrafickou diagnostiku. Nevhodný, nekvalitní či znečištěný radioindikátor může vést k nepřesné či chybné

diagnostice, popř. může mít i nežádoucí vedlejší účinky pro pacienta. Proto je z fyzikálního hlediska velmi důležitá čistota radiofarmaka. Pro použití v nukleární medicíně musí být u radiofarmak zajištěna sterilita a apyrogenita, především u intravenózně aplikovaných radiofarmak.

Radionuklidová čistota

Při jaderných reakcích, kterými jsou vyráběny radionuklidy používané pro značení radiofarmak vznikají i jiné radionuklidy téhož prvku nebo i jiného prvku. Množství těchto nežádoucích radionuklidů závisí na použitém terčíku, druhu a energii ozařujících částic a následně i na způsobu separace a izolace daného radionuklidu. Radionuklidová čistota je podíl radioaktivity požadovaného radionuklidu na celkové radioaktivitě preparátu. Vyjadřuje se v procentech.

Radiochemická čistota

Ve výsledných přípravcích se kromě vlastní **účinné radioaktivní látky** vyskytuje i malé množství **nenavázané aktivity** a jiných radioaktivních látek, které nejsou nositeli diagnostického nebo terapeutického účinku a mohou působit rušivě. Radiochemická čistota je podíl požadované chemické sloučeniny daného radionuklidu na celkové aktivitě přípravku.

Chemická čistota

Možná přítomnost jiné chemické látky než deklarované představuje chemickou nečistotu s možným negativním farmakodynamickým účinkem.

3 Detekce ionizujícího záření

Detekce ionizujícího záření (IZ) poskytuje informace o intenzitě, energii a prostorové distribuci zkoumaného záření.

Podle komplexnosti měřené informace rozlišujeme přístroje pro detekci IZ na principu spektrometrickém a nespektrometrickém. Detektory spektrometrické umožňují registrovat interakci částice s detektorem a časový okamžik, kdy k němu došlo a také stanovit energii částice. Ve spektrometrickém režimu pracují scintilační detektory a polovodičové detektory. Detektory nespektrometrické poskytují informaci pouze o intenzitě, resp. počtu kvant záření, neudávají druh záření a jeho energii. Mezi tyto

nejjednodušší detektory patří filmové a termoluminiscenční dozimetry, ionizační komory včetně Geiger-Müllerových (G-M) detektorů.

Podle principu detekce se rozlišují detektory na materiálové a elektronické. Materiálové využívají dlouhodobější změny vlastností určitých látek působením ionizujícího záření (změny barvy, schopnost excitace). Vzhledem k nízké citlivosti jsou použitelné pouze pro vysoké intenzity záření či dlouhodobou kumulativní detekci.

V elektronických dozimetrech se část absorbované energie ionizačního záření převádí na elektrické impulsy.

3.1 Princip detekce v pozitronové emisní tomografii

3.1.1 Elektronická kolimace

Elektronická kolimace u PET umožňuje získávat obrazy distribuce radiofarmaka v těle pacienta bez použití kolimátorů. Podstatou je použití **koincidenčního obvodu**.

Dvojice fotonů, které vzniknou anihilací pozitronu a elektronu, z místa této anihilace odlétají opačnými směry, každý o energii 511 keV. Jsou-li dvěma protilehlými detektory skeneru zaznamenány dva fotony současně (v koincidenci), pak lze místo anihilace lokalizovat jako bod na přímce spojující oba detektory. Přednastavené **koincidenční časové okno** zaručuje, že koincidenčním obvodem je propuštěn k dalšímu zpracování signál o dopadu dvou fotonů na protilehlé detektory jen v případě, že oba fotony dopadnou na detektory současně v definovaném časovém okně. Tím je s vysokou pravděpodobností zajištěno, že oba fotony pocházejí ze stejné anihilace.

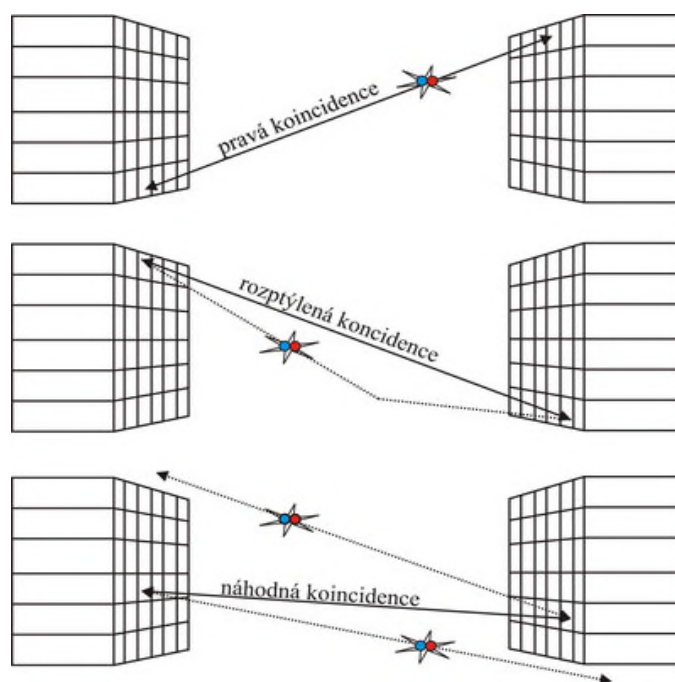
3.1.2 Typy koincidenčních událostí a vznik šumu v obraze

Pravá koincidence je zaznamenána v případě, že k anihilaci a vzniku fotonů došlo ve vyznačeném prostoru a čase, v rámci koincidenčního časového okna. Výsledkem je impulz na výstupu obvodu. Pravdivý obraz distribuce aktivity radionuklidu vytvářejí pouze tyto pravé koincidence.

Rozptýlené koincidence se významně podílejí na zkreslení obrazu. S rostoucí šířkou snímaného energetického okna a s délkou dráhy fotonu v těle pacienta roste jejich podíl.

Náhodné koincidence jsou důsledkem detekce dvou fotonů pocházejících ze dvou rozdílných anihilací, ke kterým náhodně dojde v rozmezí daného časového okna. Se vzrůstající měřenou aktivitou a šířkou časového okna jejich četnost roste. Také registrace těchto koincidencí zkresluje zobrazení.

Obrázek č. 1 schematicky znázorňuje typy koincidenčních událostí.



Obr. č. 1 Typy koincidencí

4 Radiobiologické účinky IZ

Ionizující záření působí na živou tkáň na dvou úrovních. Na úrovni molekulární způsobí záření změnu struktury a funkce nukleových kyselin a proteinů. Následkem poškození makromolekuly deoxyribonukleové kyseliny (DNA) může být smrt buňky. Mezi typická poškození řetězce DNA patří jednoduché zlomy (zlom jednoho řetězce) nebo dvojité zlomy (zlom obou řetězců) a uvolnění vodíkových vazeb, spojující oba řetězce.

Pro účinky záření na buněčné úrovni platí zákon formulovaný francouzskými vědci Bergonié a Tribondeau o radiosenzitivitě tkání:

„Radiosenzitivní tkáně jsou tkáně s velkým počtem rychle se dělících a málo diferencovaných buněk. Naopak radiorezistentní jsou tkáně s málo se dělícími nebo nedělícími se diferencovanými buňkami.“ (lit. 6)

Mezi nejvíce radiosenzitivní tkáně patří kostní dřev, gonády a střev a dále všechny typy tkání v průběhu ontogeneze a postnatálně v průběhu růstu. Méně radiosenzitivní jsou nedělící se systémy, např. nervová tkáň. Výjimkou jsou periferní lymfocyty, které jsou velmi radiosenzitivní, ačkoli jsou to buňky diferencované.

4.1 Stochastické a deterministické účinky záření

Z hlediska vztahu dávky, ochrany před zářením a účinku se rozlišují dva typy radiobiologických účinků – deterministický a stochastický.

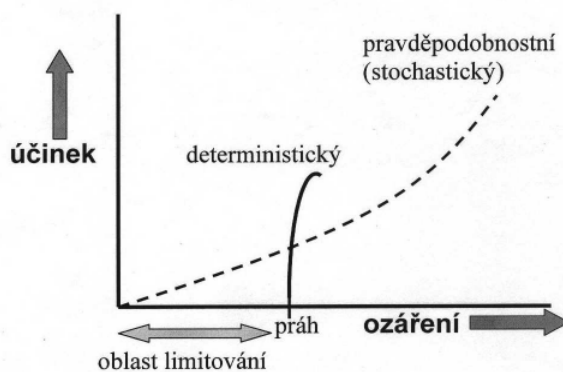
Vyvolání deterministických účinků

Deterministický účinek (nepříznivá tkáňová reakce) se projeví po dosažení určité prahové dávky. Důvodem pro existenci prahu je okolnost, že kritická buněčná populace v dané tkáni musí doznat poškození (vážné funkční selhání nebo smrt), a to se následně projeví příslušným klinickým obrazem. Nad prahovou dávkou roste pravděpodobnost vzniku poškození, tzn., že ozářením skupiny osob roste počet jedinců, u kterých lze poškození prokázat a se zvyšující se dávkou se projeví účinky u všech osob v ozářené skupině.

Vyvolání stochastických účinků

Stochastický účinek se může manifestovat již po poškození jediné buňky a pro jeho vznik neexistuje prahová dávka a ani závažnost postižení či onemocnění není závislá na výši dávky. Stochastický účinek má pravděpodobnostní charakter – u jedinců z ozářené skupiny osob se poškození či onemocnění vyskytují náhodně s určitou pravděpodobností. Po jeho vzniku nelze určit, zda změny v organismu jsou následkem ozáření nebo jiné příčiny, protože jejich klinický obraz je stejný. Ionizační záření je pouze jeden z faktorů, které zvyšují pravděpodobnost vzniku poškození.

Obrázek č. 2 znázorňuje závislost velikosti účinku na dávce záření u stochastického a deterministického poškození. (16)



Obr. č. 2 Závislost velikosti účinku na dávce záření

5 Radiační ochrana

Radiační ochrana je oborem, který využívá poznatky z oblastí fyziky, biologie, chemie, elektroniky i ekonomie.

5.1 Vývoj radiační ochrany

Vznik radiační ochrany a osobní dozimetrie je spojen s rozvojem monitorovacích metod v prostředí ionizujícího záření. V 70. letech minulého století došlo k rychlému rozvoji jaderné energetiky, výrobě nových umělých radionuklidů, rozšiřování lékařského ozáření. Bylo zapotřebí pokrýt větší rozsah energií záření a měřených dávek, zejména směrem k nižším hodnotám pod 1 mSv. Byl prohlouben vývoj osobních dozimetrů.

V 80. a 90. letech minulého století se rozvinula průmyslová výroba osobních dozimetrů a aktivních ochranných prvků. Byla zavedena optimalizace radiační ochrany a analytické metody, které hodnotily vztah dávky a nákladů na jejich snížení. Zvýšená pozornost se začala věnovat vnitřní kontaminaci. „Byly stanoveny směrné, mezní, nebo nejvýše přípustné hodnoty měrných aktivit v potravinách. Tyto hodnoty slouží dohlížejícím pracovníkům ke kontrole jejich výroby a distribuce u nás, k vývozu i dovozu. Jsou odpovídající mezinárodním normám a doporučením.“ (lit.9) Podobně byly

zavedeny diagnostické referenční úrovně pro lékařská ozáření. V současné době mnoho činností spojených s rizikem ozáření, které dříve vykonával člověk, plně obstarávají přístroje.

5.2 Regulace radiační ochrany

Současně s rozvojem radiační ochrany bylo nutné řešit i její regulaci. Na mezinárodní úrovni pracuje řada mezinárodních organizací zabývajících se touto problematikou. Nejvýznamnější je **Mezinárodní komise pro radiační ochranu** (ICRP – International Commission on Radiological Protection). Tato komise ovlivňuje zásadním způsobem oblast radiační ochrany, používání zdrojů IZ, stanovení limitů a optimalizace. Je to nezávislá nepolitická organizace. Informace o své činnosti vydává ve formě doporučení, na jejichž základě stojí i zákony a prováděcí předpisy v ČR.

V české legislativě v oblasti radiační ochrany je nejvýše postavenou institucí **Státní ústav pro jadernou bezpečnost** (SÚJB). SÚJB zpracovává a předkládá požadavky na zajištění radiační ochrany v zákoně č. 18/1997 Sb. o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření ve znění pozdějších předpisů (poslední novelizace zákonem č. 13/2002 Sb.).

Významné činnosti vykonávané SÚJB zakotvené v zákoně č. 18/1997 Sb.:

- vykonává státní dozor nad jadernou bezpečností, jadernými položkami, fyzickou ochranou, radiační ochranou, havarijní připraveností a technickou bezpečností vybraných zařízení a kontroluje dodržování povinností podle tohoto zákona,
- vydává povolení k výkonu činností podle tohoto zákona a typově schvaluje obalové soubory pro přepravu a skladování jaderných materiálů a radioaktivních látek stanovených prováděcím právním předpisem a zdroje ionizujícího záření
- vydává oprávnění k činnostem vybraných pracovníků,
- schvaluje dokumentaci, programy, seznamy, limity, podmínky, způsob zajištění fyzické ochrany, havarijní řády, a po projednání vazeb na vnější havarijní plán s příslušným krajským úřadem a dotčenými obecními úřady obcí s rozšířenou působností, vnitřní havarijní plány a jejich změny,

- stanovuje podmínky, požadavky, limity, mezní hodnoty, nejvyšší přípustné úrovně radioaktivní kontaminace potravin, směrné hodnoty, optimalizační meze, referenční úrovně, diagnostické referenční úrovně, zprošťovací úrovně a uvolňovací úrovně,
- sleduje a posuzuje stav ozáření a usměrňuje ozáření osob,
- řídí činnost celostátní radiační monitorovací sítě,
- vede státní systém evidence držitelů povolení, ohlašovatelů, zdrojů ionizujícího záření a evidenci ozáření osob.

5.3 Principy radiační ochrany

Smyslem radiační ochrany je zabránit zdravotní újmě při práci se zdroji ionizujícího záření. Zdravotní újma je podle legislativy myšlena „ pravděpodobnost poškození zdraví způsobené somatickými účinky ionizujícího záření (včetně rakoviny) a vážnými genetickými poruchami, které se mohou projevit u fyzických osob po ozáření ionizujícím zářením a které stanoví odhadem rizika snížení délky a kvality života.“ (4)

Pro dosažení tohoto cíle byli ve světě (doporučení ICRP) i v legislativě ČR (zákon č. 18/1997 Sb.) uvedeny do praxe tři základní principy:

1. Odůvodnění radiační činnosti
2. Optimalizace radiační ochrany
3. Nepřekročení limitů

Tabulka č. 1 uvádí prováděcí předpisy zákona č. 18/1997 Sb. významné pro radiační ochranu.

<u>Předpis</u>	<u>Předmět úpravy</u>
vyhláška č. 307/2002 Sb., ve znění vyhlášky č. 499/2005 Sb. (nahrazuje vyhlášku č. 184/1997 Sb.)	radiační ochrana
vyhláška č. 315/2002 Sb. (mění vyhlášku č. 146/1997 Sb.)	zvláště důležité činnosti a odborná způsobilost
vyhláška č. 316/2002 Sb. (mění vyhlášku č. 145/1997 Sb.)	evidence a kontrola jaderných materiálů
vyhláška č. 317/2002 Sb. (nahrazuje vyhlášky č. 142 a č. 143/1997 Sb.)	typové schvalování a přeprava
vyhláška č. 318/2002 Sb. (nahrazuje vyhlášku č. 219/1997 Sb.)	havarijní připravenost
vyhláška č. 319/2002 Sb.	funkce a organizace celostátní radiační monitorovací sítě
vyhláška č. 419/2002 Sb.	osobní radiační průkazy
vyhláška č. 214/1997 Sb.	zajištění jakosti

Tab. č. 1 Prováděcí předpisy zákona č. 18/1997 Sb.

5.3.1 Odůvodnění radiační činnosti

V atomovém zákoně je tento princip uzákoněn povinností: „Každý, kdo využívá jadernou energii nebo provádí činnosti vedoucí k ozáření nebo zásahy k omezení přírodního ozáření nebo ozáření v důsledku radiačních nehod, musí dbát na to, aby toto jeho jednání bylo odůvodněno přínosem, který vyváží rizika, která při těchto činnostech vznikají nebo mohou vzniknout.“ (4)

Z uvedeného vyplývá, aby každý druh radiační činnosti byl ještě před svým zavedením odůvodněn z hlediska ekonomického, společenského nebo jiného přínosu v porovnání se zdravotní újmou. Užitek z jejího zavedení musí převažovat nad možnými ztrátami.

Specifické je pro tento princip lékařské ozáření.

5.3.2 Optimalizace radiační ochrany

V atomovém zákoně je princip optimalizace uzákoněn povinností:

„Každý, kdo využívá jadernou energii nebo provádí činnosti vedoucí k ozáření nebo provádí zásahy k omezení přírodního ozáření nebo ozáření v důsledku radiačních nehod, je povinen dodržovat takovou úroveň jaderné bezpečnosti, radiační ochrany, fyzické ochrany a havarijní připravenosti, aby riziko ohrožení života, zdraví osob a životního prostředí bylo tak nízké, jak lze rozumně dosáhnout při uvážení hospodářských a společenských hledisek.“ (4)

Známé označení tohoto principu je **ALARA** (As Low As Reasonable Achievable). Smyslem optimalizace je zajistit výběr nejlepší alternativy ochrany za daných okolností, tj. maximalizovat rozpětí mezi užitekem a škodou. Při optimalizaci se posuzují nutné náklady na ochranná opatření ve vztahu ke kolektivním dávkám v porovnání s dalšími možnými opatřeními k zajištění radiační ochrany. K tomu slouží řada analytických metod, z nichž nejpoužívanější je metoda nákladů a přínosů (cost – benefit analysis). Tato metoda řeší optimalizaci na základě kvantitativního hodnocení nákladů v porovnání s finančním ohodnocením očekávaného snížení ozáření (snížení kolektivní dávky).

Podmínky hodnocení jsou zakotveny v § 17, odst. 3 vyhl. 307/2002 Sb. o radiační ochraně, kde se mimo jiné praví:

„Rozumně dosažitelná úroveň radiační ochrany se považuje za prokázanou a opatření nemusí být provedeno, pokud by náklady byly vyšší než přínos opatření a nevyžaduje-li provedení opatření zvláštní společenské podmínky. Přínos opatření se při tomto postupu vyčíslí tak, že snížení kolektivní efektivní dávky u posuzované skupiny osob se násobí součinitelem

a) 0,5 mil. Kč/Sv pro radiační činnosti, kdy průměrná efektivní dávka u jednotlivce nepřesáhne jednu desetinu příslušných limitů ozáření,

- b) 1 mil. Kč/Sv pro radiační činnosti, kdy průměrná efektivní dávka u jednotlivce přesáhne jednu desetinu, ale nikoliv tři desetiny příslušných limitů ozáření,
- c) 2,5 mil. Kč/Sv pro radiační činnosti, kdy průměrná efektivní dávka u jednotlivce přesáhne tři desetiny příslušných limitů ozáření,
- d) 1 mil. Kč/Sv pro lékařské ozáření,
- e) 0,5 mil. Kč/Sv pro ozáření z přírodních zdrojů ionizujícího záření, které nejsou záměrně využívány,
- f) 2,5 mil. Kč/Sv pro havarijní ozáření.“ (4)

Optimalizací musí dojít k odvrácení nebo snížení ozáření volbou takové varianty realizace radiační ochrany, která svým provedením a rozsahem přinese co největší přínos. Je to kontinuální proces, který zkoumá zda se v dané situaci postupovalo nejlépe a ke snížení expozice došlo nejrozumnější cestou, jak z technického tak socioekonomického hlediska.

5.3.3 Limitování dávek

V atomovém zákoně je princip limitování uzákoněn povinností:

„Každý, kdo provádí činnosti vedoucí k ozáření, je povinen omezovat ozáření osob tak, aby celkové ozáření způsobené možnou kombinací ozáření z činností vedoucích k ozáření nepřesáhlo v součtu stanovené limity.“ (4)

Systém limitů pro omezování ozáření (§ 18 až § 22 vyhláška č. 307/2002 Sb. o radiační ochraně ve znění vyhlášky č. 499/2005 Sb.) je zajištěn stanovením limitů ozáření, odvozených limitů autorizovaných limitů.

Limity ozáření jsou závaznými kvantitativními ukazateli pro celkové ozáření z radiačních činností, jejichž překročení není ve stanovených případech přípustné. Dělí se na :

- obecné limity; vztahují se na celkové ozáření z radiačních činností, tj. činností při využívání umělých i přírodních zdrojů záření, nevztahují se na profesní, lékařské a havarijní ozáření,
- limity pro radiační pracovníky; limity pro profesní ozáření, tj. ozáření v přímé souvislosti s výkonem práce,

- limity pro učně a studenty (od 16 do 18 let věku).

Odvozené limity jsou pomocnými kvantitativními ukazateli, vyjádřenými v měřitelných veličinách a sloužícími ve vybraných případech k prokazování, že limity pro radiační pracovníky nebyly překročeny. Odvozené limity pro zevní ozáření jsou uvedeny v tab. č. 3.

Autorizovanými limity jsou závazné kvantitativní ukazatele stanovené v příslušném povolení pro jednotlivou radiační činnost nebo jednotlivý zdroj ionizujícího záření, zpravidla jako výsledek optimalizace radiační ochrany. (15)

Tabulka č. 2. uvádí limity ozáření pro jednotlivé kategorie osob.

<u>limitovaná veličina</u>	<u>obecný limit</u>	<u>limit pro radiační pracovníky</u>	<u>limit pro učně a studenty</u>
součet efektivních dávek ze zevního ozáření a úvazků efektivních dávek z vnitřního ozáření	1 mSv/rok	100 mSv/5 roků 50 mSv/rok	6 mSv/rok
ekvivalentní dávka v oční čočce	15 mSv/rok	150 mSv/rok	50 mSv/rok
průměrná ekviv. dávka v 1 cm ² kůže	50 mSv/rok	500 mSv/rok	150 mSv/rok
ekvivalentní dávka v prstech až předloktí a v chodidlech až po kotníky	-	500 mSv/rok	150 mSv/rok

Tab. č. 2 Limity ozáření

Tabulka č. 3 uvádí odvozené limity pro zevní ozáření.

	<u>limitovaná veličina</u>	<u>odvozený limit</u>
Zevní ozáření	pro osobní dávkový ekvivalent v hloubce 0,07 mm – Hp(0,07)	500 mSv/kal. rok
	pro osobní dávkový ekvivalent v hloubce 10 mm – Hp(10)	20 mSv/kal. rok

Tab. č. 3 Odvozené limity pro zevní ozáření

5.3.4 Dozimetrická služba

Potřeba osobního monitorování pracovníků vystavených riziku ozáření je dána zákonem č. 18/1997 Sb. (Atomový zákon) ve znění pozdějších předpisů (č.13/2001 Sb.) a prováděcí vyhláškou SÚJB č. 307/2002 ve znění vyhlášky č. 499/2005 Sb. platném znění.

Ve sledovaném období, jímž se zabývá tato bakalářská práce, vyhodnocovala osobní dávky personálu ONM PET centra Celostátní služba osobní dozimetrie, s. r. o. Tato společnost je autorizovaná k úřednímu měření v oboru dozimetrických veličin ionizujícího záření a neutronů. Vlastní povolení SÚJB k provádění služby osobní dozimetrie v rozsahu měření osobních dávkových ekvivalentů záření gama, beta, záření X, tepelných a rychlých neutronů a stanovení efektivní dávky E a ekvivalentní dávky H_T .

V současné době dozimetrické služby v ČR nabízí více společností firem.

5.4 Veličiny a jednotky v radiační ochraně

Absorbovaná dávka D je definována jako poměr střední energie ionizujícího záření $d\varepsilon$ sdělené objemovému elementu látky a hmotnosti tohoto elementu dm .

$$D = d\varepsilon/dm \text{ [Gy]}$$

Ekvivalentní dávka H_T představuje součin radiačního váhového faktoru w_R a střední absorbované dávky D_{TR} v orgánu nebo tkáni T pro ionizující záření druhu R , nebo součet takových součinů, je-li pole IZ složeno z více druhů záření. Tato veličina se používá při limitování ozáření.

$$H_T = (w_R D_{T,R}) \text{ nebo } H_T = \sum (w_R D_{T,R}) \text{ [Sv]}$$

Efektivní dávka E je součtem součinů tkáňových váhových faktorů w_T a ekvivalentních dávek H_T . Je základem limitování ozáření. Její výhodou je možnost hodnotit míru závažnosti nehomogenní expozice a porovnat tak radiační zátěž z hlediska stochastických účinků u rozdílných radiologických postupů (radiodiagnostika a nukleární medicína).

$$E = \sum (w_T H_T) \text{ [Sv]}$$

Kolektivní efektivní, kolektivní ekvivalentní dávka S je součet efektivních, popř. ekvivalentních dávek všech jednotlivců ve skupině [**man-Sv**].

Pro účely optimalizace radiační ochrany, především v souvislosti s profesní expozicí, zavedla ICRP veličiny kolektivních dávek (ICRP 1977, 1991b). Tyto veličiny berou v úvahu expozice všech jednotlivců v nějaké skupině za dané časové období nebo v průběhu určité provozní činnosti vykonávané touto skupinou ve vymezených pásmech. Např. kolektivní efektivní dávka je nástroj pro optimalizaci, pro porovnávání radiologických technologií a postupů ochrany. (16)

Osobní dávkový ekvivalent $H_p(d)$ je dávkový ekvivalent v daném bodě pod povrchem těla v hloubce tkáně d . Používá se k limitování ozáření v hloubce 0,07 mm a 10 mm.

6 Radiační ochrana pracovníků v nukleární medicíně

Pracovníci na odděleních nukleární medicíny jsou vystaveni riziku ozáření jak z vnějších zdrojů (pacient naplikovaný radiofarmakem), tak riziku vnitřní kontaminace (požití nebo vdechnutí radionuklidu). Proto musí dodržovat zásady radiační ochrany časem, vzdáleností a stíněním a pracovní činnosti vykonávat takovým způsobem, aby se minimalizovalo riziko vnitřní kontaminace.

Na oddělení nukleární medicíny je nutné:

- používat osobní ochranné pracovní prostředky, kterými je zaměstnavatel povinen vybavit zaměstnance a to v dostatečném množství, aby měl pracovník v případě kontaminace možnost vyměnit je za čisté (pracovní oděv, obuv..)
- používat ochranné pomůcky - vždy pracovat v gumových rukavicích, při manipulaci se zářiči používat podávky, kleště, pinzety...
- při styku s naaplikovaným pacientem dodržovat ochranu časem, vzdáleností a stíněním.

6.1 Specifika činnosti při dávkování radiofarmak na ONM PET centru

Oddělení nukleární medicíny PET centrum je součástí komplementu nemocnice s výhradně ambulantním charakterem činnosti. Oddělení má zaveden systém

managementu jakosti dle normy ISO 9001:2000 certifikovaný od roku 2004 společností Det Norske Veritas pro činnosti: Poskytování diagnostických služeb laboratorními metodami imunoanalýzy a zobrazovacími metodami - scintigrafie, výpočetní, jednofotonová a pozitronová emisní tomografie (CT, SPECT, PET) včetně přípravy radiofarmak.

Dávkování radiofarmak probíhá v místnosti, ve které se dodávka radiofarmaka předtím převezme od dodavatele a zkontroluje. Dodávky radiofarmak zajišťuje převážně ÚJV Řež a.s. z pracoviště lokalizovaného přímo v budově PET centra, nebo Radiomedic,s.r.o. (dříve ÚJF AV ČR) z Řeže.

Vlastní dávkování RF pro jednotlivé pacienty, to znamená natažení do injekční stříkačky a přeměření aktivity, probíhá v laminárním boxu.

6.1.1 Dávkování starším typem stíněného dávkovače

Do konce roku 2005 se k dávkování používal starší typ stínění bez zabudovaného měřiče aktivity. Po převzetí a kontrole dodávky se penicilinka s radiofarmakem umístila do stínění a opatřila jednou odvzdušňovací a jednou natahovací jehlou s hadičkou. V tomto okamžiku hrozilo zvýšené riziko ozáření a bylo třeba maximálně zkrátit dobu, kdy byla penicilinka nestíněná. Poté byl celý systém uzavřen a odstíněn. Při natahování do stříkačky pracovník pohyboval pístem a kontroloval obsah stříkačky přes systém zrcátek. Při tom na konce prstů na pístu mohl dopadat úzce kolimovaný svazek záření. Po natažení potřebného objemu radiofarmaka se natažená nestíněná stříkačka vytáhla a vložila do studnového měřiče aktivity. Po přeměření bylo třeba stříkačku odvzdušnit. Pracovník ji po vytažení ze studnového detektoru otočil konusem směrem nahoru a pohybem pístu tlačil hladinku ke konusu. Při této manipulaci musel být zvláště opatrný, protože pokud by tekutina vytekla přes konus, došlo by ke kontaminaci laminárního boxu a pravděpodobně i rukou. Po odvzdušnění se stříkačka vsunula do wolframové krytky a vložila do vozíku pro přepravu radiofarmaka k pacientovi. U pacienta byla stříkačka v krytce vyjmuta z vozíku a radiofarmakum naaplikováno.

Při práci s tímto starším typem stínění hrozila pracovníkovi zvýšená radiační zátěž především zvýšením dávky na prsty, protože při přeměření aktivity a odvzdušňování pracoval s nestíněnou stříkačkou.

Na obrázku č 3 je starší typ stíněného dávkovače radiofarmak.



Obr. č. 3 Stíněný dávkovač

6.1.2 Dávkování a měření aktivity novým typem stíněného dávkovače

Od začátku roku 2006 se jednotlivé dávky radiofarmak natahují v novém stíněném dávkovači se zabudovaným měřičem aktivity. Dávkovač je také umístěn v laminárním boxu.

Uvnitř je rozdělen na dvě části. V levé části je zásuvka, do které se uloží penicilinka s radiofarmakem uzavřená do stínícího kontejnerku. Automatický měřič aktivity je zabudován do stínění a aktivuje se připojením celého zařízení na elektrickou síť jako běžný spotřebič. Na displeji v levé horní části je údaj o zbývající aktivitě z celkového množství a při natahování se ukazuje aktuální aktivita ve stříkačce. V pravé části se nachází držák na stříkačku, otočný systém pro odvzdušňování a posuvné zařízení pro spuštění natažené stříkačky do stínění.

Po přejímce dodávky je třeba penicilinku přemístit do zásuvky v levé části stínění a opatřit ji jednou odvzdušňovací jehlou a jednou natahovací jehlou s připojenou

hadičkou. Tento manévr představuje zvýšené riziko ozáření. V okamžiku, kdy jsou obě jehly zavedeny do penicilinky, zásuvku je možno zasunout a zdroj záření je maximálně stíněn. Natahovací hadička je potom pevně umístěna do držáku, kde se na ní dále připojuje stříkačka.

Od tohoto okamžiku probíhá manipulace se stříkačkou již jen pomocí ovládacích prvků, které jsou umístěny na pravé vnější straně stínění, pracovník má optickou kontrolu stříkačky přes okénko ve dvířkách stínění a systém zrcátek. Pracovník začne natahovat radiofarmakum do stříkačky a zároveň sleduje údaj na displeji, dokud údaj neodpovídá předepsané aktivitě pro pacienta. Tím, že je měřič aktivity zabudován do stínění, odpadá vyjímání natažené nestíněné stříkačky, jak tomu bylo u staršího typu stínění. Po natažení aktivity je třeba stříkačku odvzdušnit. To se provede pomocí ovládacích prvků otočením celé stříkačky o 180° a pohybem pístu směrem nahoru. Je třeba velmi dobře sledovat hladinku tekutiny radiofarmaka a pístem pohybovat pomalu, protože konus stříkačky je v tomto okamžiku nekrytý. Špatně provedenou manipulací by mohlo dojít k vystříknutí radiofarmaka ze stříkačky a tím kontaminace vnitřní části stínění, nikoli však celého laminárního boxu.

Odvzdušněná stříkačka se otočí opět o 180° a je spuštěna do připraveného stínění, které slouží k přepravě k pacientovi. Potom se mohou otevřít dvířka a bezpečně vyjmout přepravní stínění s nataženou stříkačkou. Riziko ozáření je maximálně sníženo, protože natažená stříkačka se z dávkovače vyjímá již ve stíněném krytu. Ten je potom kompletně umístěný do přepravního stolku, který je dopraven k pacientovi. Tam se přepravní stínění se stříkačkou opět vyjme a přendá se do aplikačního stolku. Přes systém dvou spojených hadiček se naaplikuje pacientovi se zavedenou kanylou. Teprve vyprázdněná stříkačka se vyhodí do kontejneru pro nebezpečný odpad, který je dostatečně stíněn.

CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZA

Cílem této práce je doložit vliv stíněného dávkovače aktivity na osobní dávky personálu. Předpokládám, že instalací nového stínícího prvku došlo ke snížení osobních dávek.

Druhotným cílem práce je vyjádřit finanční ohodnocení očekávaného snížení ozáření pracovníků podle pravidel daných legislativou.

Na základě výsledku bude možné vytvořit doporučení pro další pracoviště zabývající se PET diagnostikou.

METODIKA PRÁCE

1 Sběr dat

Ke zpracování výsledků jsou použity hodnoty aplikovaných aktivit, počtu vyšetření, počtu pracovníků, ročních osobních efektivních a ekvivalentních dávek pracovníků na ONM PET centra Nemocnice Na Homolce v časovém období od vzniku pracoviště v roce 1999 až do konce roku 2008. Následující zdrojová data byla získána z informačního systému ONM PET centra:

- množství naaplikované aktivity (v GBq),
- počty vyšetření,
- kolektivní ekvivalentní dávka na prsty lékařů (v mSv),
- kolektivní ekvivalentní dávka na prsty nelékařských zdravotnických pracovníků (NLZP) pracujících v ředírně a u kamer (v mSv),
- kolektivní ekvivalentní dávka na prsty u obou skupin lékařů i NLZP dohromady (v mSv),
- kolektivní efektivní dávka lékařů (v mSv),
- kolektivní efektivní NLZP pracujících v ředírně a u kamer (v mSv),
- kolektivní efektivní dávka u obou skupin lékařů i NLZP dohromady (v mSv),

2 Zpracování dat

Pro zpracování zdrojových dat byl použit softwarový balík MS-Office. Pro vyjádření účinnosti radiační ochrany v podmínkách proměnlivého počtu pracovníků, vyšetření a aplikované aktivity byla využita kolektivní dávka pro lékaře a NLZP pracovníky ředírny a kamer, která byla vztažena na jednotku aplikované aktivity (bez ohledu na typ radiofarmaka a radionuklid). V tabulkovém editoru Excel tak byly ze zdrojových dat odvozeny následující parametry:

- kolektivní efektivní dávka vztažená na aplikovanou aktivitu u lékařů (v $\mu\text{Sv/GBq}$),
- kolektivní efektivní dávka vztažená na aplikovanou aktivitu u NLZP pracujících v ředírně a u kamer (v $\mu\text{Sv/GBq}$),
- kolektivní efektivní dávka vztažená na aplikovanou aktivitu u obou skupin lékařů i NLZP dohromady (v $\mu\text{Sv/GBq}$),
- kolektivní ekvivalentní dávka na prsty vztažená na aplikovanou aktivitu u lékařů (v $\mu\text{Sv/GBq}$),
- kolektivní ekvivalentní dávka na prsty vztažená na aplikovanou aktivitu u NLZP pracujících v ředírně a u kamer (v $\mu\text{Sv/GBq}$),
- kolektivní ekvivalentní dávka na prsty vztažená na aplikovanou aktivitu u obou skupin lékařů i NLZP dohromady (v $\mu\text{Sv/GBq}$),

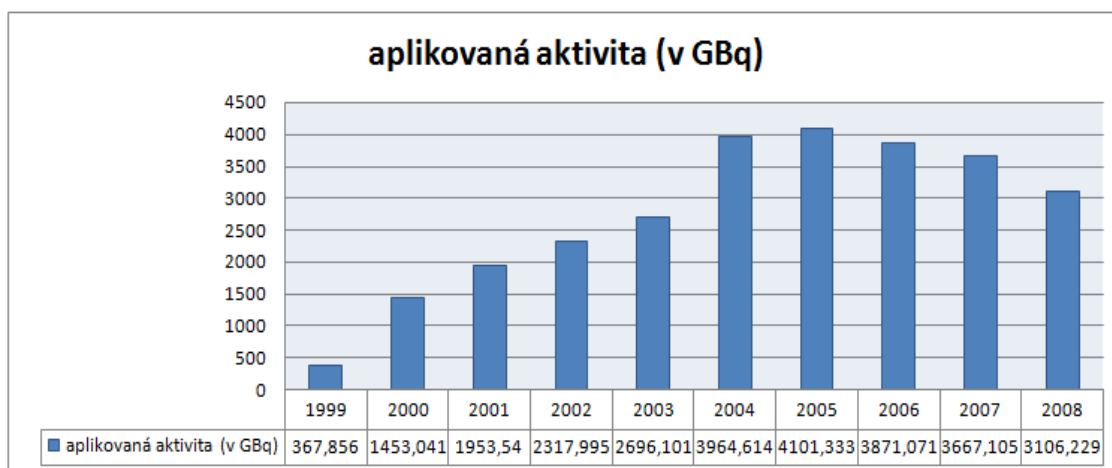
3 Výsledky

Z tabulky č. 4 je patrné, že nejvíce vyšetření na všech vyšetřovacích modalitách bylo provedeno v roce 2005. Od roku 2004 postupně klesal počet vyšetření na PET skeneru, naopak od roku 2005 narůstal počet vyšetření na PET/CT. V roce 2008 počet vyšetření poklesl z důvodu stavebních úprav oddělení.

rok	scinti	PET	PET/CT	Celkem vyš.
1999	1496	200	0	1696
2000	1606	1157	0	2763
2001	1868	2349	0	3829
2002	2211	2265	0	4476
2003	2165	2410	1083	5399
2004	2315	2410	3393	8118
2005	2000	2398	3900	8298
2006	1930	2195	3986	8111
2007	1735	2146	3865	7746
2008	1340	1927	3486	6753

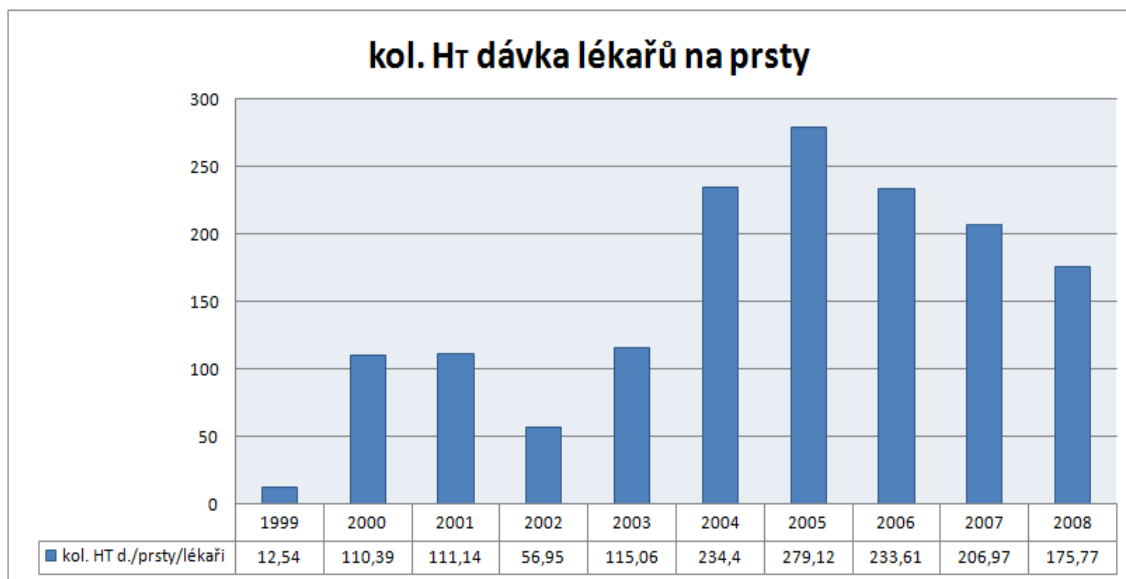
Tab. č. 4 Počty vyšetření ve sledovaném období

Graf č. 1 znázorňuje celkové množství naaplikované aktivity v průběhu sledovaného období. Nejvíce aktivity bylo naaplikováno v roce 2005 a to 4101,33 GBq. Tento údaj je v korelaci s nejvyšším počtem vyšetření v témže roce (viz tab. č. 4).



Graf č. 1 Celkové množství naaplikované aktivity

Graf č. 2 znázorňuje průběh zaznamenané kolektivní ekvivalentní dávky na prsty u lékařů.



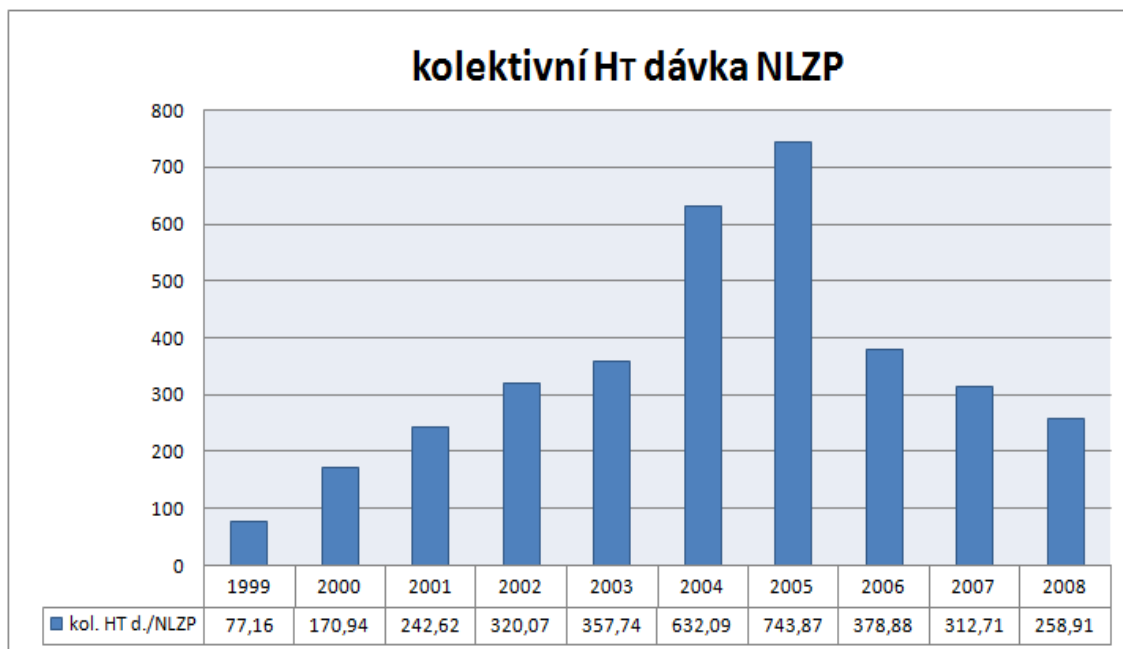
Graf č. 2 Kolektivní ekvivalentní dávka na prsty u lékařů (v mSv)

Z grafu č. 3 je patrný vývoj kolektivní efektivní dávky u lékařů. Časový průběh je podobný jako v grafu č. 2.



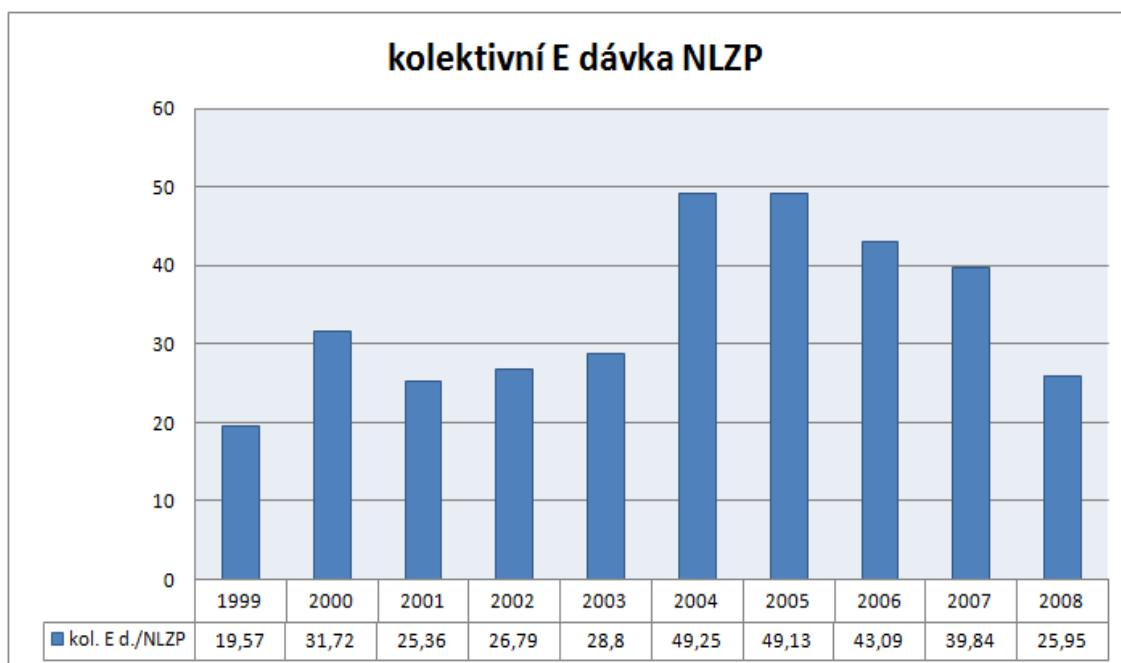
Graf č. 3 Kolektivní efektivní dávka u lékařů (v mSv)

V grafu č. 4 je vidět pozvolný nárůst zaznamenané kolektivní ekvivalentní dávky u NLZP (radiologičtí asistenti a zdravotní sestry), který odpovídá postupnému nárůstu počtu vyšetření a přijímání nových pracovníků.



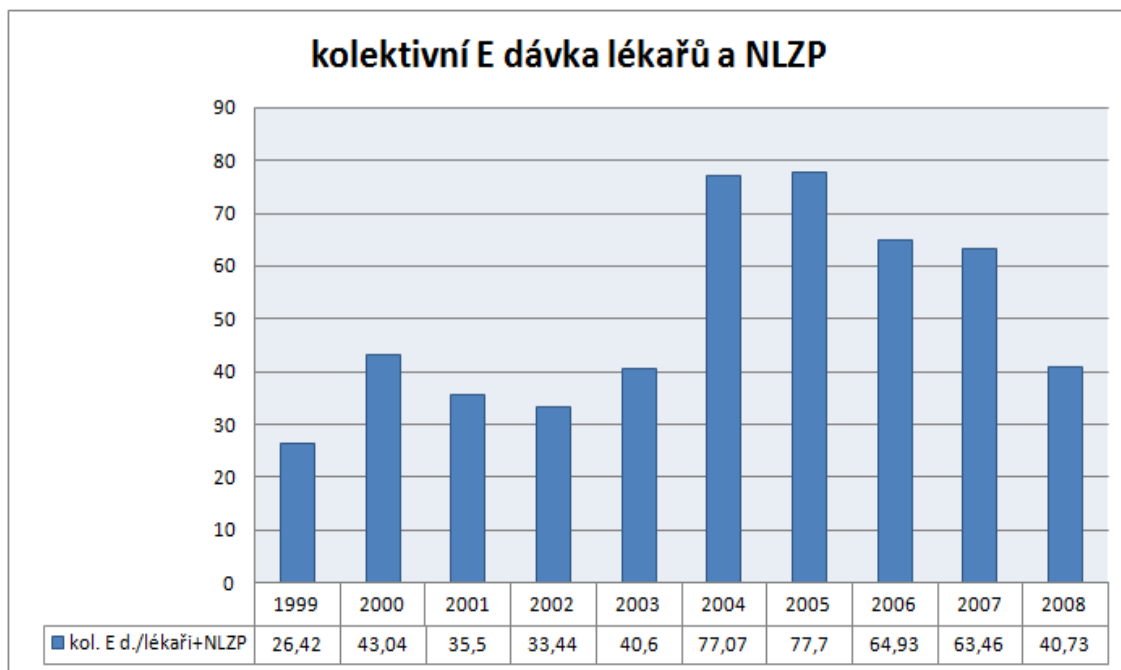
Graf č. 4 Kolektivní ekvivalentní dávka u NLZP (v mSv)

Z grafu č. 5 je patrný vývoj kolektivní efektivní dávky u NLZP, který má podobný průběh jako u lékařů (graf č. 3).



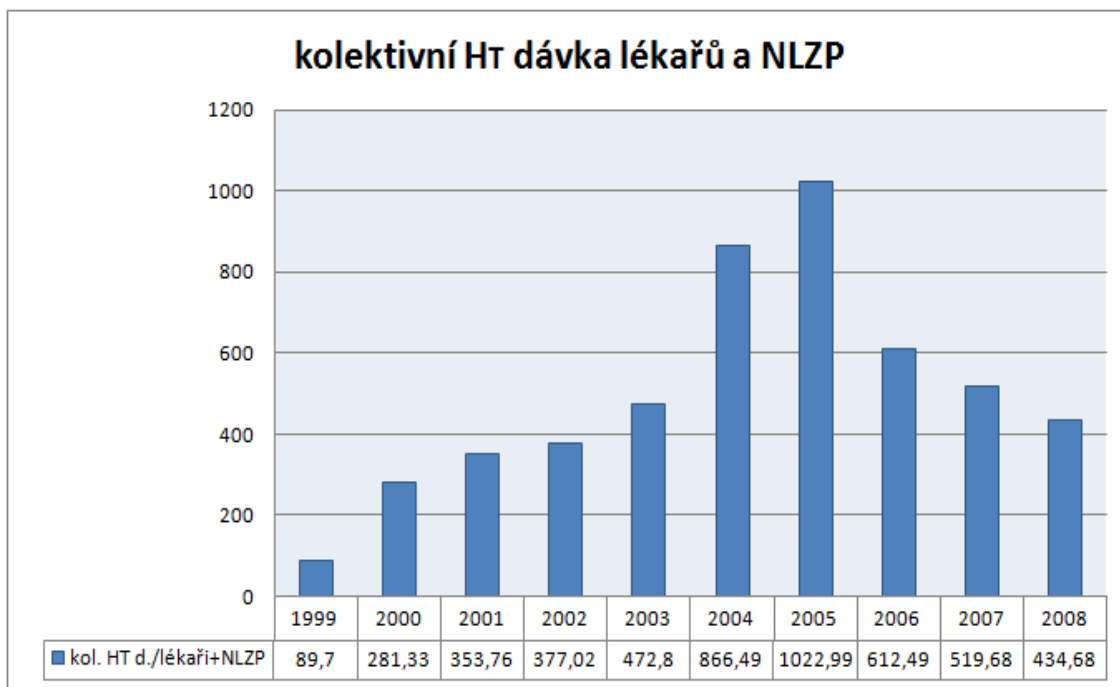
Graf č. 5 Kolektivní efektivní dávka u NLZP (v mSv)

Graf č. 6. znázorňuje pro úplnost průběh v zaznamenané kolektivní efektivní dávce u lékařů a NZLP společně.



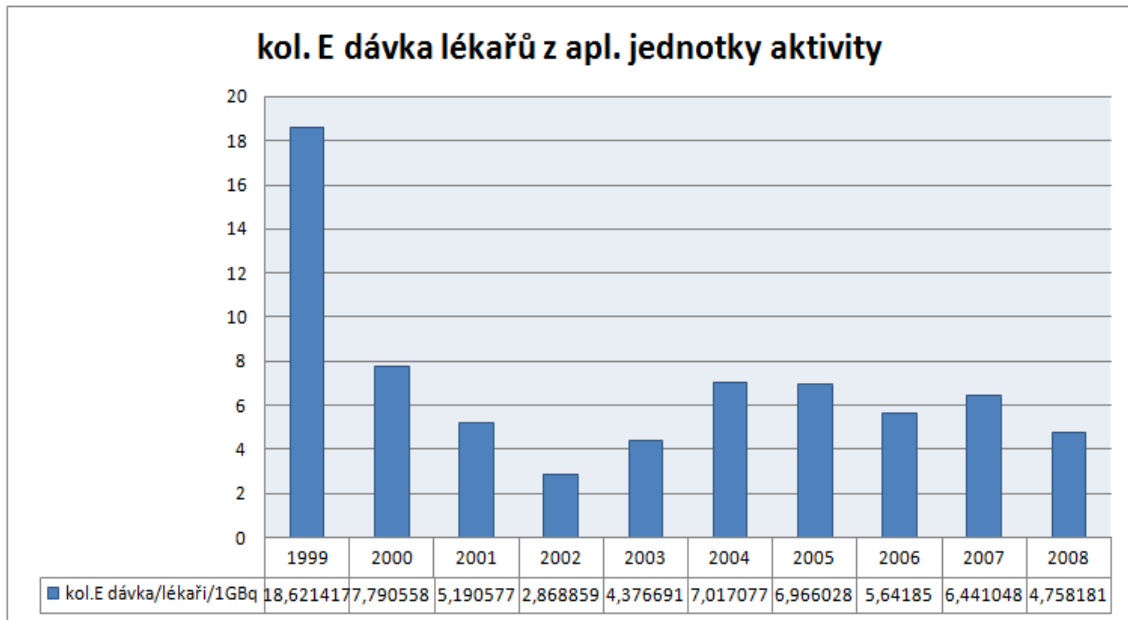
Graf č. 6 Kolektivní efektivní dávka u lékařů a NZLP společně (v mSv)

V grafu č. 7. je podobně pro úplnost znázorněn průběh hodnoty zaznamenané kolektivní ekvivalentní dávky na prsty u lékařů a NLZP společně.



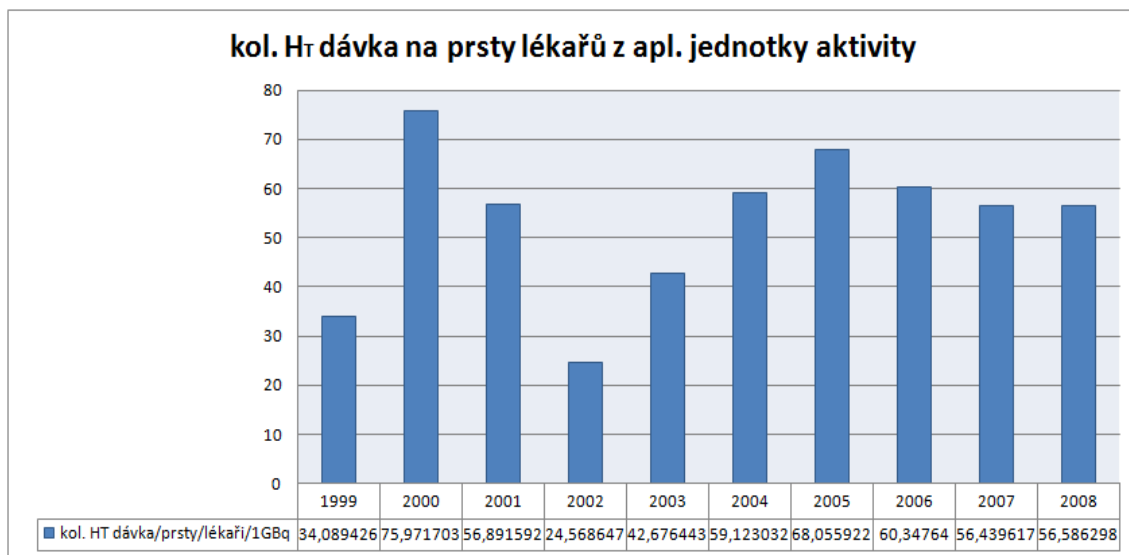
Graf č. 7 Kolektivní ekvivalentní dávka na prsty u lékařů a NZLP společně (v mSv)

Graf č. 8 znázorňuje kolektivní efektivní dávku lékařů z jednoho aplikovaného GBq, tedy inverzně účinnost radiační ochrany.



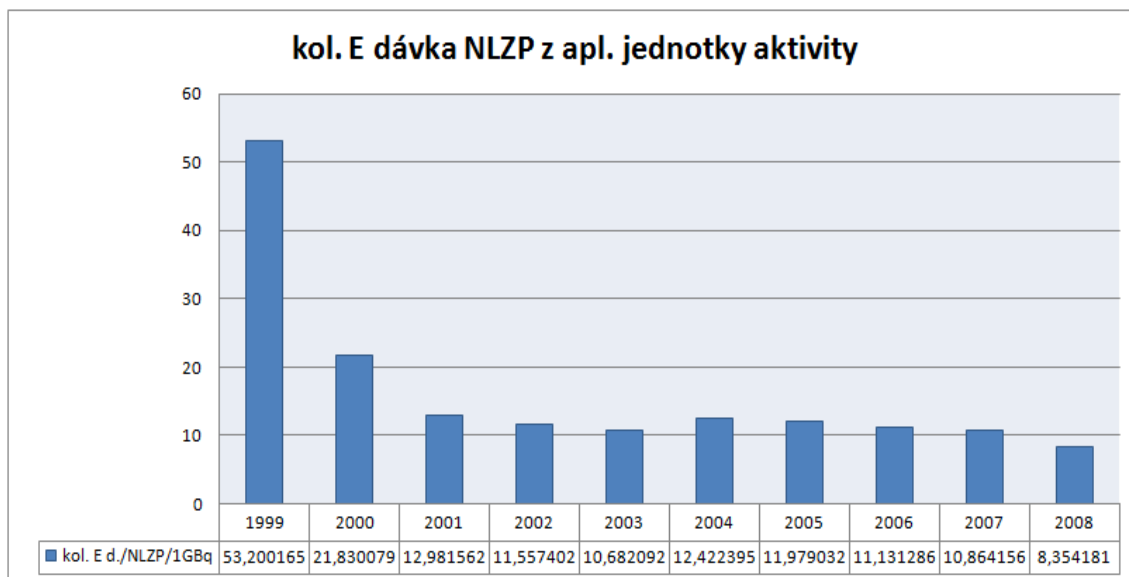
Graf č. 8 Kolektivní efektivní dávka lékařů z aplikované jednotky aktivity (v $\mu\text{Sv}/\text{GBq}$)

Graf č. 9 analogicky znázorňuje kolektivní ekvivalentní dávku na prsty lékařů z jednoho aplikovaného GBq.



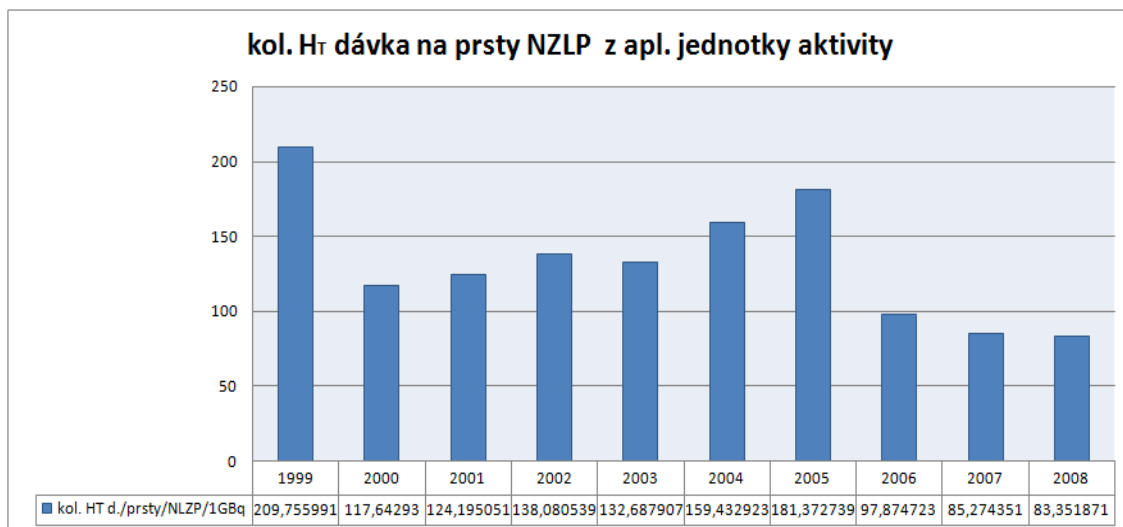
Graf č. 9 Kolektivní ekvivalentní dávka na prsty lékařů z aplikované jednotky aktivity (v $\mu\text{Sv}/\text{GBq}$)

Graf č. 10 znázorňuje průběh zaznamenané kolektivní efektivní dávky u NLZP z jednoho aplikovaného GBq. Průběh je srovnatelný s hodnotami v grafu č. 8 - kolektivní efektivní dávky lékařů z jednoho aplikovaného GBq.



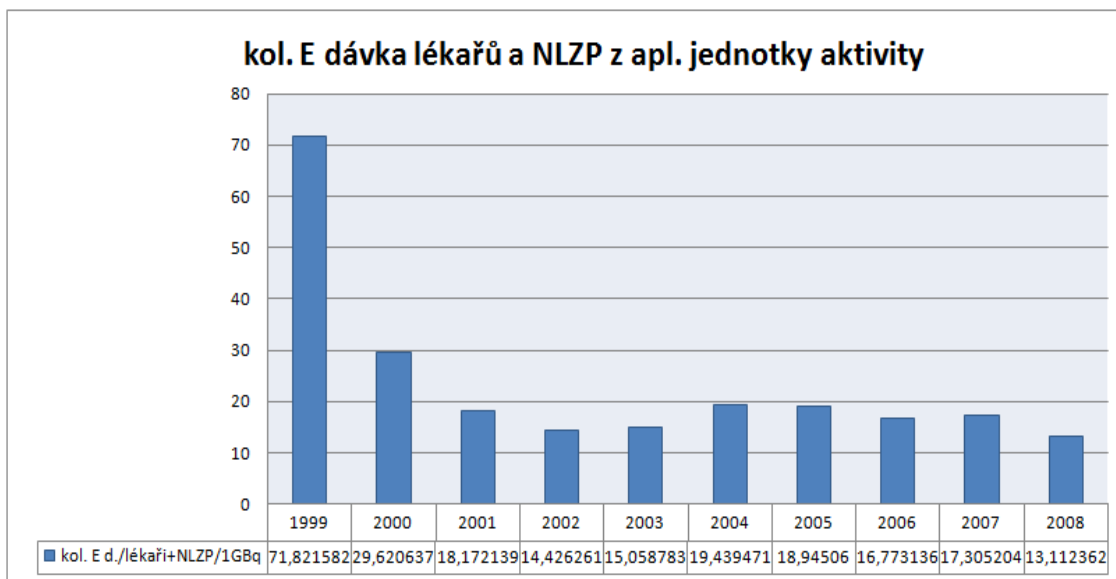
Graf č. 10 Kolektivní efektivní dávka NLZP z aplikované jednotky aktivity (v $\mu\text{Sv/GBq}$)

V grafu č. 11 je průběh zaznamenané kolektivní ekvivalentní dávky na prsty NLZP z aplikované jednotky aktivity.



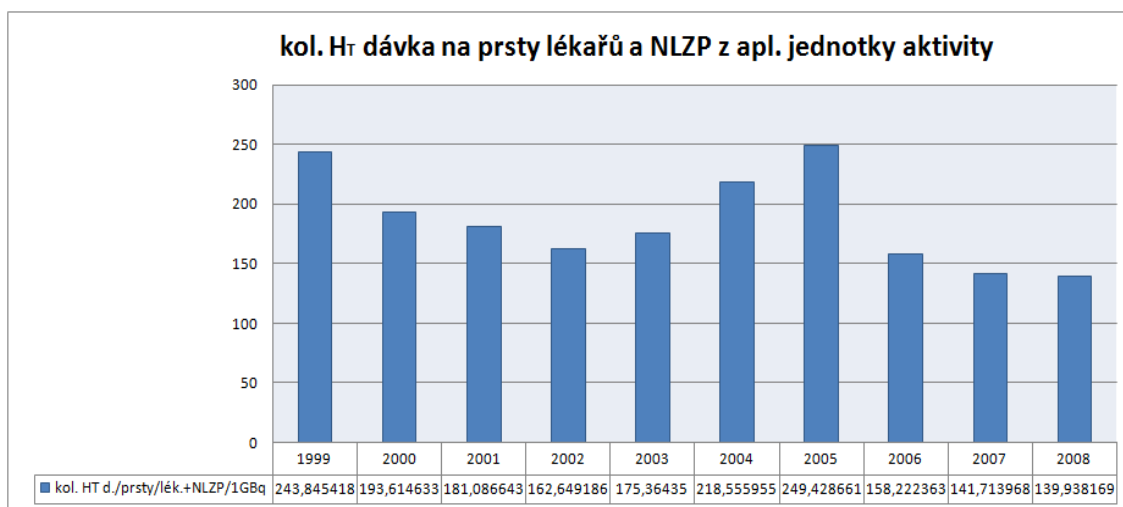
Graf č. 11 Kolektivní ekvivalentní dávka na prsty NLZP z aplikované jednotky aktivity (v $\mu\text{Sv/GBq}$)

Pro úplnost je v grafu č. 12 uvedena kolektivní efektivní dávka lékařů i NLZP dohromady z aplikované jednotky aktivity.



Graf č. 12 Kolektivní efektivní dávka lékařů a NLZP dohromady z aplikované jednotky aktivity (v $\mu\text{Sv}/\text{GBq}$)

Pro úplnost je v grafu č. 13 uvedena kolektivní ekvivalentní dávka na prsty lékařů i NLZP dohromady z aplikované jednotky aktivity.



Graf č. 13 Kolektivní ekvivalentní dávka na prsty lékařů i NLZP dohromady z aplikované jednotky aktivity (v $\mu\text{Sv}/\text{GBq}$).

Před zavedením nového stíněného dávkovače do provozu byla kolektivní ekvivalentní dávka na prsty NLZP vztahena na aplikovanou jednotku aktivity 181 $\mu\text{Sv}/\text{GBq}$ (graf č. 11, rok 2005). Následující rok (2006) klesla na 98 $\mu\text{Sv}/\text{GBq}$ (o 46 %) a v dalších letech dále klesla na 85 a 83 $\mu\text{Sv}/\text{GBq}$, tj. 53 a 54 %. Pro další úvahy můžeme předpokládat, že vlivem stíněného dávkovače dávka dlouhodobě klesla o 50%. V roce 2005 bylo celkové množství aktivity aplikované pacientům 4101 GBq (graf č. 1) a roční ekvivalentní dávka na prsty NLZP byla 744 mSv. Předpokládáme-li zpracovávání stejného množství aktivity i v dalších letech, potom by roční pokles kolektivní ekvivalentní dávky NLZP byl

$$50 \% \text{ z } 744 \text{ mSv} = 372 \text{ mSv.}$$

Při úvaze životnosti dávkovače 5 let je pokles dávky

$$372 \text{ mSv} \times 5 \text{ let} = 1,86 \text{ Sv.}$$

Průměrné efektivní dávky NLZP pracujících s dávkovačem se pohybují v rozmezí 0,1 až 0,3 limitů pro radiační pracovníky.

Pro takovou situaci je v legislativě stanoveno finanční ohodnocení očekávaného snížení ozáření na 1 mil. Kč/ 1 Sv, tedy

$$1,86 \text{ Sv} \times 1.000.000 \text{ Kč}.$$

Tzv. rozhodovací práh pro účelnost investice do stíněného dávkovače by na takovémto pracovišti byl 1.860.000 Kč.

4 Diskuse

Pracovníci na ONM PET centru jsou při své práci vystavováni zvýšenému riziku ozáření podle typu činnosti, kterou právě vykonávají. Při práci na PET/CT (do roku 2008 i PET) skenerech přicházejí pracovníci do úzkého kontaktu s naaplikovaným pacientem, který představuje téměř plošný zdroj záření. Je proto důležité udržovat odstup (ochrana vzdáleností) a pobývat s pacientem jen po dobu nezbytně nutnou (ochrana časem). Je ovšem vyloučeno chovat se vůči pacientovi neeticky a „odbývat“ ho. Fyzickému kontaktu s pacientem se nelze vyhnout, především starší pacienti potřebují pomoci uložít na lůžko a vstát z něj, někteří pacienti obecně vyžadují více péče (dát napít, dovést na toaletu apod.). Pracovníci si uvědomují, že tyto činnosti nelze zanedbat, pacient má právo je od zdravotnického personálu očekávat. Přesto je třeba se k nim stavět takovým způsobem, aby pracovník zbytečně neohrožoval svoje zdraví. Na ONM PET centru je dostatečný počet pracovníků, kteří se mohou u těchto činností střídát. To přispívá ke snížení radiační zátěže a pomáhá udržovat osobní efektivní (E) celotělové dávky na přijatelné úrovni. Ve sledovaném období byli pracovníci pro celotělové monitorování pomocí efektivní dávky vybaveni filmovým dozimetrem vyhodnocovaným jedenkrát měsíčně.

Při práci s radiofarmaky, tedy především při přejímání, dávkování, popř. přeměřování aktivity ve studnovém detektoru jsou nejvíce exponované prsty pracovníka. Při těchto činnostech se proto používají různé ochranné a jiné pomůcky. Vždy se pracuje v gumových rukavicích, aby se předešlo potřísnění kůže radiofarmakem, pracuje se s podávkami, pinzetami a kleštěmi, využívají se stíněné přepravní vozíky. Tyto pomůcky znamenají ochranu vzdáleností před bodovým zdrojem, za který můžeme lahvičky a stříkačky s aktivitou považovat. V některých

případech nelze uplatnit ani tuto ochranu vzdáleností, například je-li třeba lahvičku s radiofarmakem připravit k dávkování, tzn. vpíchnout do ní natahovací a odvzdušňovací jehlu. V takovém případě dojde k expozici prstů a tyto expozice se později projeví vyšší osobní ekvivalentní (H_T) dávkou. Osobní ekvivalentní dávky jsou monitorovány pomocí prstýnkových termoluminiscenčních dozimetrů (TLD) a vyhodnocovány jedenkrát měsíčně.

Na ONM PET centru během sledovaného období (1999-2008) docházelo ke změnám v přístrojovém vybavení i počtu pracovníků. V této souvislosti se měnily počty vyšetření, celkové množství aplikované aktivity, s počtem pracovníků kolísaly hodnoty jejich kolektivních dávek. V tabulce č. 4 jsou uvedeny počty vyšetření na jednotlivých kamerách a celkový počet vyšetření v každém roce. Tabulku lze porovnat s údaji v grafu č. 1, který znázorňuje množství celkové aplikované aktivity (v GBq) během sledovaného období. Např. v roce 2005 bylo aplikováno nejvíce aktivity, což odpovídá nejvyššímu počtu vyšetření v témže roce. Při zavedení prvního PET skeneru do klinického provozu v roce 1999 byla ještě nízká kázeň při nošení osobních dozimetrů a proto údaje o kolektivních efektivních i ekvivalentních dávkách z tohoto roku jsou podhodnocené.

V grafu č. 9 je v roce 2000 zřetelný nárůst kolektivní ekvivalentní dávky na prsty lékařů z aplikované jednotky aktivity a v grafu č. 2 také nárůst kolektivní ekvivalentní dávky na prsty u lékařů v letech 2000 a 2001. Z grafu č. 3 je patrný vývoj kolektivní efektivní dávky u lékařů. Průběh je podobný jako v grafu č. 2, protože s příchodem nových nezacvičených lékařů stoupá hodnota jejich kolektivní dávky. Pokles dávek v roce 2002 patrný z grafu č. 2, 3 i 9 je vysvětlitelný dokončením zacvičení postupně přijímaných lékařů, a to přesto, že množství aplikované aktivity v těchto letech výrazně stoupl (viz graf č. 1). V polovině roku 2003 byl uveden do provozu hybridní PET/CT skener a koncem roku se na tomto přístroji začala provádět vyšetření s intravenózní aplikací kontrastní látky. To se projevilo v roce 2004 výrazným zvýšením kolektivní ekvivalentní i efektivní dávky u lékařů, jak je zaznamenáno v grafech č. 2 a 3, způsobené zvýšeným počtem vyšetření a celkového množství aplikované aktivity, ale i přijetím dalších nezacvičených lékařů nezkušených v práci s otevřenými zářiči, kteří

ještě nezískali správné návyky radiační ochrany. Nejvyšší zaznamenané hodnoty kolektivní efektivní dávky u lékařů jsou v letech 2004 a 2005 (graf č. 3). Podobný je průběh jejich kolektivní ekvivalentní dávky (graf č. 2). Tyto údaje jsou v korelaci s nejvyššími počty vyšetření v těchto dvou letech (tab. č. 4) a nejvyšším množstvím aplikované aktivity (graf č. 1). V roce 2006 nepatrně klesl počet vyšetření a tím i množství celkové aplikované aktivity (o 5,6 % oproti roku 2005). Přesto došlo u lékařů téměř okamžitě k výraznému poklesu kolektivních dávek. V roce 2005 obdrželi kolektivní efektivní dávku 28,57 mSv a v roce 2008 14,78 mSv (graf č. 3). To je pokles o 48 %. Jejich kolektivní ekvivalentní dávka na prsty v roce 2005 byla 279,12 mSv, v roce 2008 pouze 175,77 mSv, pokles o 37 % (graf č. 2). Také kolektivní ekvivalentní dávka z aplikované jednotky aktivity je v roce 2006 nižší, ale v roce 2007 a 2008 již neklesá. Z grafů č. 8 a 9 je patrné, že zavedení nového systému stínění mírně zvýšilo účinnost radiační ochrany prstů lékařů a na účinnost ochrany celého těla se výrazněji neprojevilo. To je dáno tím, že lékaři jsou vystaveni zvýšenému ozáření téměř výhradně při aplikaci radiofarmaka pacientovi. Pacient se už během aplikace stává zářičem, před kterým se nelze účinně stínit. Aplikční stínící pomůcky chránící prsty lékaře, lze využít jen při aplikacích přes kanylu, tj. jen u části pacientů.

Graf č. 4 znázorňuje pozvolný nárůst zaznamenané kolektivní ekvivalentní dávky na prsty u NLZP (radiologičtí asistenti a zdravotní sestry) od roku 1999 do roku 2005, který odpovídá postupnému nárůstu počtu vyšetření a přijímání nových pracovníků. V roce 2004 je nárůst dávky zřetelnější (z 357,74 mSv v roce 2003 na 637,09 mSv v roce 2004 – nárůst o 44 %). Bylo to způsobeno především velkým počtem vyšetření (oproti roku 2003 nárůst přes 60%), významným rozšiřováním personálu po instalaci PET/CT skeneru a nácvikem nových úkonů u již naaplikovaného pacienta (poučení o pocitech při nástupu kontrastu, proplach kanyly, připojení na tlakovou stříkačku). Přesto do roku 2005 kolektivní ekvivalentní dávka na prsty vztažená na jednotku aplikované aktivity u NZLP nestoupá tak výrazně, což dokládá správnou ochranu před zářením. Pouze mírný postupný nárůst v letech 2003 - 2005 je vysvětlitelný postupným získáváním návyků při práci s radiofarmaky v laminárním boxu. Podle údajů z grafu č. 11 od roku 2006 tato dávka klesla o 46 %. Podobný pokles ozáření od roku 2006 je

zaznamenaný v grafu č. 4 kolektivní ekvivalentní dávka u NLZP na prsty. Toto výrazné snížení obdržených dávek je způsobeno instalací nového stínění se zabudovaným měřičem a dávkovačem aktivity pro vysokoenergetická radiofarmaka. V porovnání s lékaři mají pracovníci NLZP na prsty vyšší dávku, kterou obdrží při manipulaci s radiofarmaky v laminárním boxu.

Z grafu č. 5 je patrný vývoj kolektivní efektivní dávky u NLZP. V roce 2000 je vidět nárůst dávky způsobený zacvičováním nových pracovníků a vyšším počtem vyšetření. Kolektivní efektivní dávka NLZP z aplikované jednotky aktivity zaznamenaná v grafu č. 10 má odlišný průběh, ze kterého je patrné, že tato dávka výrazně klesla od roku 2000 (stejně jako u lékařů v grafu č. 8) po zavedení stínících pomůcek a zlepšení organizace práce a dále se drží na stabilně nízké úrovni, která je však dvojnásobná ve srovnání s lékaři (kolektiv NLZP je přibližně 2x větší než kolektiv lékařů).

Graf č. 6. znázorňuje pro úplnost průběh v zaznamenané kolektivní efektivní dávce u lékařů a NLZP společně. Vyplývá z něj, že od 2001 po zacvičení nových pracovníků dávka klesá. Zvýšila se opět od roku 2003, po instalaci nového PET/CT skeneru a příchodu nových pracovníků. V roce 2004 a 2005 je provedeno nejvíce vyšetření (oproti roku 2003 nárůst přes 60 %). To se projevilo téměř dvojnásobnou hodnotou dávky. Hodnota kolektivní efektivní dávky lékařů a NLZP dohromady z aplikované jednotky aktivity v grafu č. 12 však dokládá účinnou ochranu před zářením, neboť od roku 2001 do roku 2008 se drží v rozmezí hodnot 19,439471 μSv a 13,112362 μSv . V grafu č. 7 je podobně pro úplnost znázorněn průběh hodnoty zaznamenané kolektivní ekvivalentní dávky na prsty u lékařů a NLZP společně. Hodnoty stoupají do roku 2005, kdy pracovníci obdrželi 1022,99 mSv, v roce 2008 to bylo jen 434,68 mSv, to je pokles o 57,5%. Kolektivní efektivní dávka lékařů i NLZP dohromady na jeden aplikovaný GBq zaznamenaná v grafu č. 12 je stabilní mezi hodnotami 29,620637 μSv a 13,112362 μSv . Výjimkou je rok 1999, kdy pracovníci obdrželi 71,821582 μSv na jeden aplikovaný GBq a data jsou podhodnocena díky nízké kázni v nošení prstových dozimetrů. Z grafu č. 13 jsou zajímavé hodnoty z let 2006 – 2008, kdy kolektivní ekvivalentní dávka na prsty na jeden aplikovaný GBq u všech pracovníků výrazně

klesla. Z hodnoty 249,42866 μSv v roce 2005 na 158,22236 μSv v roce 2006, tj. pokles o 36,6 % a má stále klesající tendenci.

V lednu 2006 se začalo pracovat s novým typem stíněného dávkovače radiofarmak se zabudovaným měřičem aktivity (obr. č. 4). Dávkovač umožňuje dávkovat aktivitu pro jednotlivé pacienty způsobem, kdy pracovník do stínění umístí prázdnou stříkačku a po natažení a odvodušnění pomocí manipulačních prvků ji vyjme s nataženou aktivitou a umístěnou do přepravního stínění. Odpadá kontakt s nataženou nestíněnou stříkačkou. Velkou výhodou je zabudovaný měřič aktivity. Pracovník přímo při natažení sleduje na displeji, kolik aktivity už je nataženo ve stříkačce. Nestane se tak, že se „nestrefí“ do požadovaného rozmezí hodnot, naopak tento systém dovoluje natáhnout předepsanou aktivitu velmi přesně. Do dávkovače aktivity je možné používat pouze jediný typ stříkaček od jednoho dodavatele. Je to nevýhoda, protože pokud tyto stříkačky nejsou k dispozici, dávkovač nelze použít. K této situaci došlo v roce 2007, kdy dodavatel tento typ stříkaček nedodal několik týdnů. Aktivita se natahovala z původního stínění bez měřiče, natažená stříkačka se pro změření aktivity vkládala do studnového detektoru. U nového dávkovače je zvýšené riziko ozáření při vkládání penicilinky s celkovou dávkou aktivity. Po jejím usazení do stíněné zásuvky je třeba ji opatřit jednou odvodušňovací jehlou a jednou natahovací jehlou s připojenou hadičkou. Nelze v tomto případě uplatnit ochranu vzdáleností, pouze časem. Proto se této specifické činnosti věnuje dostatečný čas při zaučování každého nového pracovníka a to s neaktivním roztokem. Technickou nevýhodou by mohla konstrukce dávkovače. Veškeré ovládací prvky, kterými se manipuluje se stříkačkou jsou na pravé vnější straně stínění (obr. č. 5). Je teoreticky možné, že pokud by pracovník u stínění byl levák, tato činnost by pro něj mohla být problematická. Ovládacími prvky se musí pohybovat pomalu a s citem, neboť například při manévru odvodušňování hrozí (při neopatrné manipulaci) vystříknutí radiofarmaka a kontaminace vnitřní části dávkovače. Dávkovač na podobném systému, ale plně automatický bez potřeby ruční manipulace, by tuto nevýhodu vyřešil.

Na obrázku č. 4 je nový stíněný dávkovač aktivity. Stříkačka uvnitř je takto připravena k natažení. Pod stříkačkou je umístěno přepravní stínění. V levé části dávkovače je zásuvka pro penicilinku s celkovým množstvím aktivity a nad ní je displej s údaji o aktivitě.



Obrázek č. 4 Stíněný dávkovač se zabudovaným měřičem aktivity

Na obrázku č. 5 je nový stíněný dávkovač aktivity s uzavřenými dvířky. Na pravé straně jsou ovládací prvky pro manipulaci se stříkačkou.



Obrázek č. 5 Stíněný dávkovač se zabudovaným měřičem aktivity

5 Závěr

ONM PET centrum splňuje požadavky na radiační ochranu pracovníků. Pracoviště je vybaveno ochrannými prvky a disponuje dostatečným množstvím pracovníků. Ochrana vzdáleností je zajištěna prostornými vyšetřovnými a stavebním řešením celého oddělení tak, aby nedocházelo ke křížení pohybu pracovníků a naaplikovaných pacientů.

Na základě výsledků práce lze s určitostí konstatovat, že od roku 2006, kdy se na ONM PET centru začalo pracovat s stíněným dávkovačem aktivity se zabudovaným měřičem aktivity pro vysokoenergetická radiofarmaka, kolektivní dávky pracovníků postupně, ale výrazně klesaly. V průběhu tří let došlo k poklesu téměř na polovinu. Je zřejmé, že instalace tohoto stínícího prvku splnila očekávání v oblasti radiační ochrany a pro personál znamená snížení radiační zátěže. Je možné doporučit toto stínění dalším pracovištím zabývajícím se PET diagnostikou, kde dávkují radiofarmaka manuálně, neboť výsledky z našeho pracoviště potvrzují jeho účel.

Klíčová slova

Positronová emisní tomografie

Radiofarmaka

Radiační ochrana

Dávky

Stínění

Seznam použité literatury a zdrojů informací

1. Nukleární medicína I., Miroslav Mysliveček, Václav Hušák, Pavel Koranda, Olomouc 1995,
2. Zdravotní rizika ionizujícího záření a ochrana před ním, Václav Hušák, Olomouc 1992,
3. Ochrana pacientů a zdravotnického personálu při radiodiagnostických vyšetřeních, Vladislav Klener, Marie Mikušová, Otokar Vojtíšek.
4. Vyhláška SÚJB č. 307/2002 Sb., o radiační ochraně ve znění vyhlášky č. 499/2005 Sb.
5. Atlas PET, Otokar Bělohávek, Monika Jarůšková, Kateřina Šimonová, Iva Kantorová
6. Přednášky z radiobiologie, Osterreicher Jan, Vávrová Jiřina, Hradec Králové , Manus 2003
7. Atlas of Clinical Positron Emission Tomography, Michael M. Maisey, Richard L. Wahl, Sally F. Barrington, Oxford University Press Inc. 1999
8. Principy radiační ochrany, Singer Jan, Heřmanská Jindřiška, České Budějovice JČU 2004
9. Způsoby ochrany zdrojů IZ, Ing. Josef Koc, CSc., učební texty
10. Výroční zprávy ONM PET centrum, NNH
11. Praktická radiologie, ISSN 1211-5053
12. Radiační ochrana v nukleární medicíně, Hušák V., Pašková Z., Praha, Státní ústav pro jadernou bezpečnost 2000.
13. Radiační zátěž a radiační ochrana pacienta v diagnostické nukleární medicíně (nepublikováno), Hušák V., Ptáček J., Mysliveček M., Kleinbauer K. Zpracováno, rozmnoženo a rozesláno na všechna pracoviště nukleární medicíny v ČR za podpory SÚJB, Praha 2004.
14. www.radiomedic.cz/cs/odborne-info/fdg
15. Radiační ochrana, studijní texty, Jan Matzner, 2008
16. Publikace 103 Doporučení Mezinárodní komise radiologické ochrany 2007
17. dostupné materiály firem Siemens Medical Solutions

18. www.ujv.cz
19. www.pf.jcu.cz
20. www.upol.cz
21. www.csod.cz